

Válasz Dr. Benedek Csabának a

Topology preservation and thinning / Topológia-megőrzés és vékonyítás

c. doktori műre adott

bírálatára

Pályázó / szerző: **Palágyi Kálmán**

Mindenekelőtt megköszönöm a Bírálónak az alapos bírálatát, lényegbevágó kérdéseit, megjegyzéseit.

A bírálat választ igénylő részleteit behúzott bekezdésekben és kék fontokkal emelem ki.

A Bíráló általános, a doktori mű egészét érintő kritikai megjegyzése:

“A dolgozat Achilles sarkának az eredmények igazolásának kérdését érzem, amelyet a szerző terjedelmi okokra hivatkozva mind az elméleti (tételbizonyítások), mind a gyakorlati (kísérleti kiértékelés és összehasonlítás más szakirodalmi módszerekkel) jellegű állítások esetén kihagyott az értekezésből, az olvasót a kapcsolódó publikációk vonatkozó fejezeteihez irányítva. Így, bár az MTA Műszaki Tudományok Osztályának doktori követelményrendszerében előírányzott terjedelmi korlátot valóban teljesíti dolgozat, az értekezés önmagában történő értékelhetőségét (amit szintén előír a szabályzat) ez a megközelítés megnehezíti.”

A dolgozatom valóban nem tartalmazza topológia-megőrzésre és a közölt algoritmusok topológia-megőrző mivoltára vonatkozó tételek bizonyítását, valamint a vékonyító algoritmusaim és a légútjáratok kvantitatív elemzésére javasolt komplex módszerem validációját. Ezt a dolgozatomban és a téziszfűzetben kihangsúlyoztam, valamint tömören meg is indokoltam.

A dolgozatba és a tézisek közé a PhD fokozat megszerzése óta elért kutatási eredményeim közül válogattam úgy, hogy egyrészt átfogó képet adjak a tudományos tevékenységemről, másrészt pedig ne lépje túl a doktori mű az ajánlottból kötelezően betartandóvá vált terjedelmi korlátot.

A dolgozat 2. és 3. fejezetébe beválogatott eredményekhez tartozó többtucatnyi tétel és lemma bizonyításai már önmagukban lefednék két dolgozat keretét. Szerepeltetem az összes állításom mellett a hivatkozásokat mindazokra a közleményekre, amelyekben megtalálhatók a részletes bizonyítások. Mivel azok a művek átestek a szakmai közösség rangos fórumainak bírálati szűrőjén, így az első kettő tézisémet megalapozottnak és a dolgozatomat (bemásolt bizonyítások nélkül is) értékelhetőnek tartom.

Az első kettő téziscsoport mellé azért társítottam (a légútjáratok kvantitatív analízisére vonatkozó) harmadik tézist, hogy egyrészt legalább egy példát adjak az elméletileg megalapozott eredményeimnek a gyakorlatban való alkalmazhatóságára, másrészt pedig

illusztrálni kívántam azt, hogy (mérnöki megközelítéssel) a vázkijelölésen túli problémákat is meg tudok oldani.

A dolgozatban szereplő válogatott vékonyító algoritmusaim geometriai tulajdonságainak validálása, továbbá azok összehasonlítása egymással és más eljárásokkal (ahogy azt jeleztem) nem csupán a szigorú terjedelmi korlát miatt maradt ki a doktori műből, hanem azért, mivel a vázkijelölés legnagyobb szaktekintélyei szerint¹ nem létezik még széles körben elfogadott módszer a vázkijelölő algoritmusok jóságának mérésére.

A bizonyítottan topológia-megőrző algoritmusok tervezése mellett erőfeszítéseket tettem a geometriai elvárások biztosítására, valamint a vázkijelölő algoritmusok kvantitatív jellemzésére, összehasonlítására és rangsorolásukra is. Az ezekre vonatkozó (a dolgozathoz kihagyott) eredményeket a Bíráló egy későbbi kérdésére válaszolva fogom összegezni.

A tudóbeli légútfák elemzésére javasolt komplex módszer kiértékeléséről a téziszfüzet 1. fejezetében az alábbi írtam: „A szűkös terjedelem miatt kimaradt – a szakterület elvárásait kielégítő gondos és részletes – validáció csak a vonatkozó közleményekben található.” A Bíráló felszólításának eleget téve, a jelen dokumentum végén részletezem a validációt. Nem csak a vonatkozó publikációkban leírtakat összegzem, hanem arra is utalni fogok, hogy a légútjárdatok kvantitatív analízisében elért eredményeim szabadalomhoz, a kódjaim pedig termékhez is vezettek.

Az 1. téziscsoportozhoz, valamint a 2.1. tézispontozhoz a Bíráló nem fűzött választ igénylő megjegyzést és kérdést. Válaszomat a 2.2. tézishez kapcsolódó kérdésekkel folytatom.

„A 2.2 altézis háttérét részletező fejezet nem csak egy algoritmust állít elő, hanem népes algoritmuscsaládokat (15 db 3D, és 75 db 2D-s algoritmust). Itt számomra mindenképpen hiányzott egy diszkussziós fejezet, ami valamilyen formában értékelte volna az elért eredményeket, például a következő kérdésekre válaszolva:

- Melyik/melyek a legjobb algoritmusok a fentiekből?
- Milyen szempont szerint lehet egyáltalán objektívan értékelni / összehasonlítani ezeket az egyes eljárásokat?
- Az egyes eljárások alkalmazásának milyen jellegű objektumok esetén van értelme, és hol nem várható az, hogy értékelhető eredményt adnak?
- Milyen módon tudják az eljárások a zajos (például binarizálási hibákkal terhelt) objektumokat kezelni?”

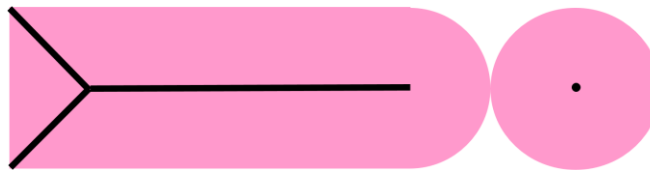
Az első kettő kérdésre a válaszomat azzal kezdem, hogy felvázolom a vázkijelölő algoritmusok kiértékelésének, összehasonlításának a nehézségeit.

A dolgozat egészét érintő bírálói észrevételekre adott válaszómban már hivatkoztam Saha, Borgefors, és Sanniti di Baja megállapítására, miszerint – dacára annak, hogy a terület már közel hat évtizedes múltra tekint vissza – a vázkijelölő algoritmusok jóságának mérésére még mindig nem létezik széles körben elfogadott módszer. Ennek legfőbb okait az alábbiakban látom:

¹ P.K. Saha, G. Borgefors, G. Sanniti di Baja: A survey on skeletonization algorithms and their applications, Pattern Recognition Letters 76, pp. 3-12, 2016.

Egy digitális bináris képekkel dolgozó vázkijelölő eljárás jóságán sokan azt értették és sajnos még mindig azt értik, hogy az eredmény mennyire közelíti jól a folytonos vázat. Folytonos objektumokra a váz (*skeleton*) mint régió-alapú alakleíró – Blum úttörő munkásságának köszönhetően² – jól definiált: egy objektum vázát azok a pontjai alkotják, amelyekre egynél több legközelebbi határpont található. Blum klasszikus meghatározása értelmében minden objektumnak létezik pontosan egy váza. A folytonos váz közelítésére 2D digitális képeken csak a középvonal, a 3D esetben pedig csakis a középfelszín szolgálhat, a 2D és 3D topológiai mag, továbbá a 3D középvonal esetében nem beszélhetünk a folytonos váz közelítéséről. (Ezért írok következetesen a diszkrét terekre szorítkozó dolgozatomban váz helyett vázszerű alakleíró jellemzőket.)

A nem egyértelmű diszkrét vázszerű jellemzőknek a folytonos vázzal való összevetése azért is aggályos, mivel a vázkijelölő eljárásokkal szemben lefektetett elvárások közül elsődleges és kötelező érvényű a topológia megőrzése³. Ha egy eljárásra nem bizonyított annak topológia-megőrző mivolta, akkor okafogyott megvizsgálni a geometriai tulajdonságait. A topológia-megőrzés maga után vonja azt, hogy az (összefüggő) objektumok vázszerű jellemzői összefüggők maradnak. Ez a tulajdonság viszont a folytonos vázra nem teljesül akkor, ha a 2D objektumok részei köríven, a 3D objektumoké pedig gömbfelszín-szegmenszen érintkeznek. A folytonos váz tulajdonságainak átöröklése tehát nem vezet elfogadható vázkijelölő módszerhez. Az anomália szemléltetésére az 1. ábra szolgál.



1. ábra. A rózsaszínű folytonos (és összefüggő) objektum egy csonkolt kapszulát érintő körlap. A három (egy pont vékony) fekete szakaszból és az egyetlen izolált pontból álló váz nem összefüggő.

Amennyiben egy képadatbázis diszkrét objektumaira sikerül lefektetni az „ideális” 2D középvonalakat és 3D esetben a középfelszíneket, úgy szükség lenne egy széles körben elfogadott mérőszámra is, ami megadná az „ideális” és a vizsgált eljárással előállított jellemzők eltérését. A pontthalmazok távolságára javasolt mérőszámok viszont nem alkalmazhatók a vázszerű jellemzőkre, mivel azok speciális halmazok. Vázszerű jellemzők esetén figyelembe kell venni a kiindulási objektumokat is, mivel néhány pixelnyi/voxelnyi eltérés az „ideális” és a kapott jellemzők között egy „vékonyabb” objektumrészleten messze súlyosabb hibának tekintendő, mint ugyanaz az eltérés a „vastagabb” részekben.

Két debreceni és egy szegedi kollégával egy komplett javaslatot tettünk a középvonalat kijelölő 2D vázkijelölő eljárások kiértékelésére, összehasonlítására és rangsorolására⁴. Módszerünk fő elemei:

² H. Blum: A transformation for extracting new descriptors of shape, In: W. Wathen-Dunn (Ed.), Models for the perception of Speech and visual form, MIT Press, pp. 362-380, 1967.

³ A. Rosenfeld: A characterization of parallel thinning algorithms, Information and Control 29, pp 286-291. 1975.

⁴ G. Németh, Gy. Kovács, A. Fazekas, K. Palágyi: A method for quantitative comparison of 2D skeletons, Acta Polytechnica Hungarica 13, pp. 123-142, 2016.

- Létrehoztunk egy képpárokból álló adatbázist, ahol az első komponensek a tesztojektumok, a másodikkak pedig azok „ideális” középvonalai.
- A morfológiai váz és a szomszédsági szekvenciák segítségével megteremtettük a szekvencia-váz fogalmát, amellyel rangsorolt szomszédsági szekvenciákkal rangsorolt középvonalakat tudunk előállítani.
- Javasoltunk egy mérőszámot, amelyre megmutattuk, hogy az előbbre rangsorolt szekvencia-vázakra nagyobb az értéke, mint a hátrébb soroltakra, vagyis igazoltuk a mérőszámunk alkalmazhatóságát.
- A képadatbázisunkra kiértékelünk és háromféle módszerrel rangsoroltunk 19 topológia-megőrző vékonyító algoritmust (11 gyakran idézettet és 8 saját generáltat).

Kiértékelésünk mindhárom rangsorolása (pontosítási szempontja) szerint a 2*2-aliterációs $SI - \langle NE, SW, NW, SE \rangle - E3$ és $SI - \langle NE, SW, NW, SE \rangle - E2$ párhuzamos algoritmusaink⁵ végeztek az első két helyen.

A fentiekben (túl a validáció nehézségeinek felvázolásán) választ adtam arra, hogy a 75 db generált 2D algoritmusunk közül melyeket tartom a legjobbaknak, továbbá felvázoltam a kvantitatív kiértékelés megteremtése érdekében kifejtett eddigi erőfeszítésünket is.

Rátérek a kérdésblokk harmadik elemére, ami arra vonatkozik, hogy milyen jellegű objektumokra létjogosult a vékonyító algoritmusaimat alkalmazni, és milyenekre nem.

A 3D vázszerű jellemzők közül nagyobb a gyakorlati jelentősége a középvonálnak, mint a középfelszínnek. Ezt az álláspontomat támasztja alá az is, hogy a dolgozat 1.3.3. pontjában áttekintett 3D alkalmazások zöme is középvonalakat igényel. Ezzel – természetesen – nem kívánom a középfelszín szerepét kisebbiteni, sőt hangsúlyozom, hogy az általános (nem csupán „csőszerű” és „hengeres” részekből álló) objektumok leírására és modell-alapú szegmentálására kiváló eszköz a Pizer és munkatársai által javasolt *deformable m-reps*, ami az objektumok középfelszínéből származtatott⁶. Ilyen objektum pl. változatos méretű és alakú máj lágy szövete. (Megjegyzem, hogy a könnyebben és megbízhatóbban szegmentálható vérerek középvonala alapján is javasoltunk már máj-rezekció tervezéséhez⁷).

A három általános vázkijelölő módszer közül a távolság-transzformáción és a Voronoi diagramokon alapuló technikák 3D-ben alapértelmezés szerint középfelszínt szolgáltatnak, a középvonalat és a topológiai magot csak körülményesen tudnak produkálni. A harmadik módszert, a vékonyítást pedig éppen a középfelszín kinyerésére tartom kevésbé alkalmasnak, mivel a megőrzendő felületpontokról lokálisan kell döntenet (pl. a kockarácson a javasolt végpontfeltételek a 3x3x3-as környezetet vizsgálják). A vonalvégpontok viszont jól jellemezhetők lokálisan, a topológiai mag meghatározásakor pedig egyáltalán nincs szükség geometriai kényszerfeltételekre (csupán a topológia megőrzését kell garantálni), így a 3D középvonal és a topológiai mag gyors meghatározására a vékonyítást tartom alkalmas megközelítésnek. A középfelszín vékonyítással történő kinyerését csak olyan alkalmazások

⁵ G. Németh, P. Kardos, K. Palágyi: 2D parallel thinning and shrinking based on sufficient conditions for topology preservation, Acta Cybernetica 20, pp. 125-144, 2011.

⁶ S.M. Pizer, et al.: Deformable m-reps for 3D medical image segmentation, Int. Journal of Computer Vision 55, pp. 85-106, 2003.

⁷ R. Beichel, T. Pock, Ch. Janko, B. Zotter, B. Reiteringer, A. Bornik, H. Bischof, K. Palágyi, E. Sorantin, G. Werkgartner, M. Sonka: Liver segment approximation in CT data for surgical resection planning, Medical Imaging, Proceedings of SPIE Vol. 5370, pp. 1435-1446, 2005.

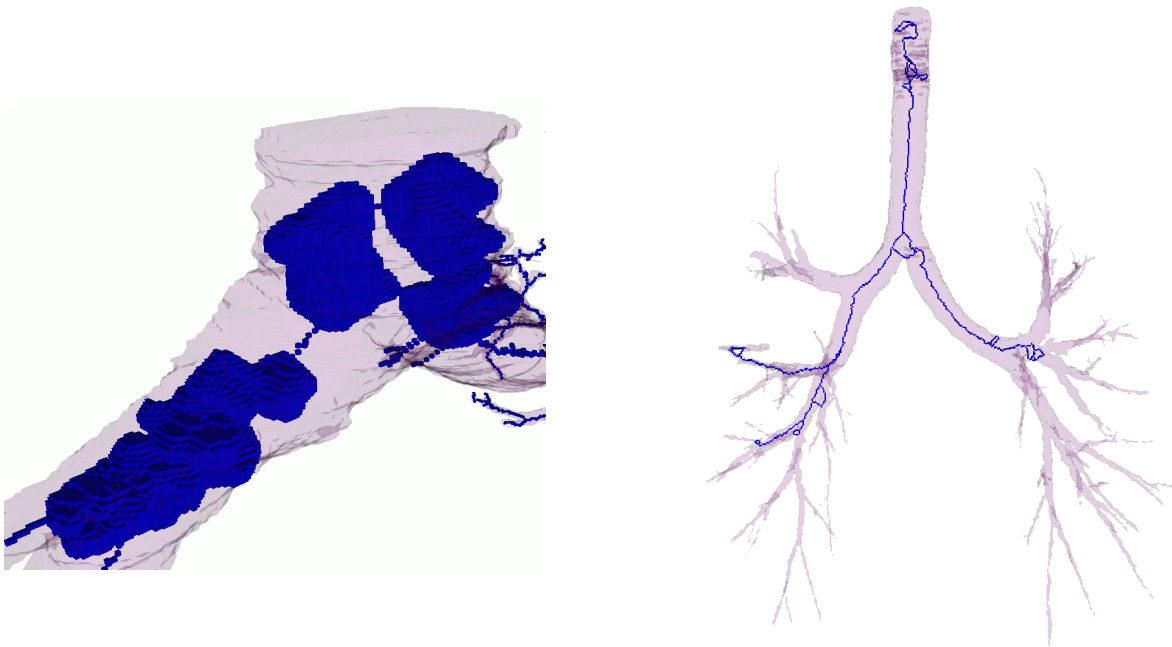
műveletsoraiban látom létjogosultnak, ahol egyrészt megfelelő a vékonyítással kapott középfelbő minősége, másrészt pedig szükség van a leggyorsabb vázkijelölő technikára.

A blokk 4. (és egyben utolsó) kérdése a zajos (például binarizálási hibákkal terhelt) objektumok kezelésére vonatkozik.

A binarizálási hibákat két csoportba sorolom:

- topológiai és
- kontúrjaj.

Topológiai hiba például, ha tudjuk a feldolgozandó 3D objektumról (pl. a májról, az agykamráról, a vastagbélről vagy a tüdőbeli légjáratokról) azt, hogy a vázkijelölés bemeneti bináris képén egyetlen összefüggő objektumnak kell szerepelni, ami ráadásul nem tartalmaz üreget (buborékot) és lyukat (alagutat) sem. Az ilyen (a képalkotás, a rekonstrukció vagy szegmentálás során elkövetett) hibák detektálására alkalmas bármelyik, a topológiai mag meghatározására javasolt algoritmusom. Amennyiben a topológiai mag nem egyetlen izolált pontot tartalmaz, úgy garantáltan hibás a vázkijelölés bemenete (ld. 2. ábra).



2. ábra. Hibásan szegmentált (CT-vizsgálatokból származó) rózsaszín légútfák és a rájuk vetített kék topológiai magok. A bal oldali példán a szegmentált objektum üregekkel terhelt, így a topológiai mag egy voxel falvastagságú buborékokat is tartalmaz. A jobb oldali szegmentációs eredményen nincsenek üregek, de számos lyuk/alagút található rajta, így a topológiai mag szintén nem egyetlen izolált voxel, mivel a lyukakból egy voxel vékony zárt görbék keletkeztek.

Amennyiben pl. az alkalmazás összetett műveletsorába illesztett szegmentációs eljárásnál nem találunk elfogadhatóan gyors megbízhatóbbat, továbbá nem pusztán a hiba detektálására, hanem a rendellenességek orvoslására van szükség, úgy arra az alábbi módszereket javaslom:

- A szakadások kitöltésére érdemes egy testreszabott algoritmust tervezni. A morfológiai zárás kézenfekvő megoldás és számos esetben működhet is, de bizonyos

alkalmazásokban káros mellékhatásokhoz vezet, mivel nemkívánatos összeéréseket, üregeket és lyukakat hozhat létre.

- A 2D és 3D üregek feltöltésére alkalmazható akár az általam javasolt eljárás⁸ is.
- A (3D) lyukak eliminálása megoldható Aktouf, Bertrand és Perroton módszerével⁹ (A szelleműs megoldás a lyukas objektumokat burokba zárja, majd a burkot az alagutakat elzáró egy voxel vékonyságú „hártyákra” zsugorítja.)

A második binarizálási probléma a kontúrjai a vázkijelölés bemeneti képén, ami számos nemkívánatos ággal és/vagy felszín-szegmenssel járulhat hozzá a kapott jellemzőhöz. A probléma megoldására a két szokványos megoldás az előfeldolgozás, vagyis a kontúr simítása vázkijelölés előtt és az utófeldolgozás, azaz a váztisztítás (*skeleton pruning*), amelynek során a kapott jellemző elemeihez rendelt fontossági mérték alapján távolítjuk el a fölöslegesnek minősülőket.

A téziseim közé nem válogattam be a párhuzamos topológia-megőrző 3D kontúrsimító algoritmusunkat¹⁰, ami az előfeldolgozásra szolgál, utófeldolgozásul pedig a 3D középvonalak tisztítására javasolt módszeremet¹¹ hozom fel példának, ahol egy ág fontosságát a hossza és az elágazási pontjának a kiindulási objektumban elfoglalt mélysége határozza meg. Megjegyzem, hogy a számos kézikönyvben tárgyalt morfológiai tisztítás (*morphological pruning*) kevesebbet tud, mivel csak azokat az ágakat törli, amelyek hossza (pixelekből/voxelekből számítva) alatta marad egy előre adott küszöbnél. Fontosnak tartom még megemlíteni azt, hogy a Voronoi diagramokon alapuló vázkijelölésnek az a hátránya, miszerint nagyszámú műveletet és lebegőpontos aritmetikát igényel, itt az előnyére szolgál, mivel a Voronoi diagram belső éleinek (és 3D-ben belső lapjainak) leírása számos fontossági mérőszámot kínál. Ennélfogva a Voronoi-váz tisztítására többféle megközelítést is javasoltak¹².

A vonal- vagy felszínvégpontokat (mint geometriai kényszereket) megőrző vékonyítás a kiindulási objektum határán lévő összes végpontot megtartja és azokat – a topológia-megőrzés alapkövetelményét teljesítve – össze is köti a vázszerű jellemző többi részével. Ennélfogva a kontúron minden egyes zajnak minősülő végpont a forrása egy nemkívánatos ágnak vagy felszíndarabnak. A végpont-kritériumos vékonyítás előtt tehát mindenképpen ajánlott a kontúr simítása, vagy más geometriai kényszerekkel kombinált vékonyító algoritmusok alkalmazása. Ilyenek pl. a földnyelv-pontokat (*isthmus*) biztos jellemző-pontoknak minősítő algoritmusaink¹³, vagy a horgonypontokat megőrző zsugorítás (*anchor-preserving shrinking*) módszere¹⁴.

⁸ K. Palágyi, J. Tschirren, M. Sonka: Quantitative analysis of intrathoracic airway trees: methods and validation, in Proc. 18th Int. Conf. Information Processing in Medical Imaging, IPMI 2003, LNCS 2732, Springer, pp. 222-233, 2003.

⁹ Z. Aktouf, G. Bertrand, L. Perroton: A three-dimensional holes closing algorithm, Pattern Recognition Letters 23, pp. 523-531, 2002.

¹⁰ G. Németh, P. Kardos, K. Palágyi: Topology preserving parallel smoothing for 3D binary images, in Proc. 2nd Int. Symposium of Computational Modeling of Objects Presented in Images: Fundamentals, Methods, and Applications, CompIMAGE'10, LNCS 6026, Springer, pp. 287-298, 2010.

¹¹ K. Palágyi, J. Tschirren, E.A. Hoffman, M. Sonka: Quantitative analysis of pulmonary airway tree structures, Computers in Biology and Medicine 36, pp. 974-996, 2006.

¹² G. Székely: Voronoi skeletons, In: K. Siddiqi, S. Pizer (Eds.): Medial representations - Mathematics, algorithms and applications, Computational Imaging and Vision 37, Springer, pp. 191-221, 2008.

¹³ G. Németh, K. Palágyi: 3D parallel thinning algorithms based on isthmuses, in Proc. 14th Int. Conf. Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems, ACIVS 2012, LNCS 7517, Springer, pp. 325-335, 2012.

¹⁴ K. Palágyi, G. Németh: Centerline extraction from 3D airway trees using anchored shrinking, in Proc. 14th Int. Symposium on Visual Computing, ISVC 2019, LNCS 11845, Springer, pp. 419-430, 2019.

Fontosnak tartom megjegyezni azt, hogy a végpontmegőrző vékonyítás esetén nem csak a kiindulási objektum határán lévő zajnak minősülő végpontok jelentenek problémát, hanem az is, ha az iteratív objektum-redukció során keletkeznek nemkívánatos végpontok a közbülső objektumok határán. Ennek a jelenségnek a kezelésére két módszert is kidolgoztam: az első az iteráció-szintű kontúrsimítás¹⁵, a második pedig a végpontok újraértékelésének technikája, amelyre a Bíráló egy későbbi kérdésére válaszolva fogok kitérni.

Az előző (négy kérdésből álló) blokkon túl, ugyancsak a 2.2. tézispontra vonatkozik a Bíráló következő kérdése:

„A fenti hiányolt részletekre a szerző maga is utal a tézisfüzetben, jelezve hogy a „validáció hiányát nem a szűkös terjedelem indokolja, hanem a vázkijelölés területének sajátosságai.” Bár nem vagyok a szűk terület szakértője, ez az indoklás alapvetően kérdésessé teszi számomra, hogy ha nem lehet számszerűsíteni az algoritmusaink teljesítményét, akkor mi alapján fejlesztjük őket, mi alapján állítjuk hogy ezek tényleg hasznosak (például egy biztonság kritikus rendszerben mennyire bízhatunk meg bennük?) és miért van szükség újabb szkeletonizáló módszerek fejlesztésére, akár a fent említett közel száz különböző új algoritmusra? A dolgozatban lévő ábrák tanulmányozása során (pl Fig. 3.7, Fig 3.8) számomra nem volt például teljesen világos, hogy van-e lényegi különbség az egyes variánsok lefutása között, és ha igen, ezeknek mi a jelentősége.”

A validáció (kvantitatív kiértékelés, összehasonlítás és rangsorolás) kérdését a fentiekben már – szándékaim és reményeim szerint elfogadhatón – megválasoltam, továbbá felvázoltam a probléma megoldására a saját hozzájárulásaimat is.

A számos létező vázkijelölő eljárás mellett azért tartom létjogosultnak az újabbak tervezését és közlését, mivel a korábbiak közül számos bizonyítottan nem őrzi meg a topológiát, vagy (bizonyítottságuk hiányában) nincs garancia a topológiai korrektségre. Couprie a P-egyszerű pontok lokális jellemzésével vizsgált meg 15 (rangos fórumokon publikált és gyakran hivatkozott) 2D vékonyító algoritmust és megmutatta, hogy közülük 5 (!) nem őrzi meg a topológiát¹⁶. A 3D kockarácson eddig hat olyan (ugyancsak rangos fórumokon közölt) vékonyító algoritmusról tudom, hogy bizonyítottan nem őrzi meg a topológiát¹⁷. Ismét hangsúlyozom, hogy amennyiben egy vázkijelölőnek mondott algoritmusra a topológia-megőrzés nem garantált, akkor okafogyottá vált a geometriai tulajdonságok vizsgálata. Például virtuális vastagbél-tükrözésnél nem hagyatkozhatunk olyan eljárásra, amelynek a 3D középvonalán előfordulhatnak szakadások.

Nem dicsekvés, szigorú tény: a kezem alól csak olyan algoritmus kerülhet ki, amelyekre bizonyított, hogy megőrzi a topológiát minden lehetséges képre.

¹⁵ G. Németh, P. Kardos, K. Palágyi: Thinning combined with iteration-by-iteration smoothing for 3D binary images, Graphical Models 73, pp. 335-345, 2011.

¹⁶ M. Couprie: Note on fifteen 2D parallel thinning algorithms, Internal Report, Université de Marne-la-Vallée, IMG2006-01, 2006.

¹⁷ Egy részüknél a szerzők csak az Euler karakterisztika változatlanságára ügyeltek, ami diszkrét esetben nem elégséges a topológia megőrzéséhez, más algoritmusoknál pedig a bizonyításokba csúszott hiba.

A hagyományos módszerrel tervezett törlési szabályú algoritmusoknál sok esetben szétszalazhatatlanul összekeverednek a geometriai és topológiai megfontolások. Jómagam pl. nem tudok mit kezdeni számos 2D algoritmusnak azzal a részletszabályával, hogy egy fekete pont (egységnégyzet) akkor változtatható fehérre, ha élen vagy lapon legalább 3, de legfeljebb 6 fekete négyzettel osztozik.

Kardos Péterrel és Németh Gáborral kidolgoztuk a topológia megőrzésének szimmetrikus és aszimmetrikus pont-alapú elégséges feltételeit, amelyeket párhuzamos vékonyító stratégiákkal és geometriai kényszerekkel kombinálva olyan új algoritmus-családokhoz jutottunk, amelyekre egyrészt a topológiai korrektség automatikusan teljesül (már nem igényel egyedi bizonyítást), másrészt pedig elemezhetőkké váltak az egyes vékonyító stratégiák és a geometriai kényszerek.

Az új tervezési módszer két legfontosabb járulékos haszna:

- Világossá vált, hogy a 2-aliterációs 2D algoritmusok „félrecsúsztott” középvonalaiért maga a kettő irányból történő törlési stratégia hibáztatható. Ez inspirált minket a 2*2-aliterációs módszer bevezetésére. Az általunk javasolt kvantitatív kiértékelés, összehasonlítás és rangsoroló módszer szerint ezek az új algoritmusok a legjobbak a vizsgálatba bevontak közül.
- Kiderült, hogy a végpont-megőrző almezős algoritmusok vázszerű jellemzői tartalmazzák a legtöbb nemkívánatos ágot (és/vagy felszínszegmenst), viszont az általunk bevezetett iteráció-szintű határpont-ellenőrzés módszerével az almezős algoritmusok eredményei is letisztulttá váltak.

A 2.2. tézispontnál felsorolt eredmények közül a legfontosabb tehát maga az új tervezési módszer, amelynek segítségével egyedi bizonyítások nélkül juthatunk topológia-megőrző algoritmusokhoz. A dolgozat a vonatkozó 3.2. alfejezetében bemutattam az új módszerrel generált 5 középvonalra, 5 középfelületre és 5 topológiai magra vékonyító 3D algoritmust. A középvonalakat és középfelületeket eredményező algoritmusoknál végpontkritériumok a geometriai kényszerek. Megjegyzem, hogy a földnyelv-pontokat (*isthmus*) gyűjtő generált 3D algoritmusainkat¹⁸ nem emeltem be a tézisek közé.

A 3.8. és a 3.9. ábra egy-egy tesztképre mutatja be az 5-5 középvonalat és középfelületet produkáló algoritmus eredményeit. A szemre hasonló vázszerű jellemzők és az algoritmusaik közötti különbség érzékeltetésére megadtam a jellemzőket alkotó objektumpontok számát és a kinyerésükhöz szükséges párhuzamos redukciók számát.

Egy képfeldolgozási probléma megoldására – szerintem – kifejezetten előnyös az, ha bőséges a választék és az adott alkalmazás műveletsorába legjobban illeszkedő eljárás mellett lehet dönteni. A meglévő vázkijelölő módszerek közül a megfelelő kiválasztásában, vagy egy testreszabott új eljárás kidolgozásával már számos alkalommal tudtam segíteni a konkrét problémákkal hozzám fordulókon. Így kerültem pl. gyümölcsöző kapcsolatba a University of Iowa vagy a Harvard University kutatóival¹⁹.

¹⁸ G. Németh, K. Palágyi: 3D parallel thinning algorithms based on isthmuses, In Proc. 14th Int. Conf. Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems, ACIVS 2012, LNCS 7517, Springer, pp. 325-335, 2012.

¹⁹ A 3. tézis eredményeit az Iowa-i együttműködésnek köszönhetem, míg a Harvard University kutatóival elért első eredményeinket az orvosi képfeldolgozás rangos fórumán közzétettük:

B. Matejek, D. Wei, X. Wang, J. Zhao, K. Palágyi, H. Pfister: Synapse-aware skeleton generation for neural circuits, In Proc. 22nd Int. Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI 2019, LNCS 11764, Springer, pp. 227-235, 2019.

A Bíráló az ekvivalens vékonyító algoritmusokról szóló 2.3. tézispont kapcsán az alábbi kettő kérdést tette fel:

- „Van-e becslése, hogy a jelenlegi architektúrákon és bizonyos példaként felhozható releváns felbontású és releváns adatokon mekkora az algoritmusok végrehajtási ideje, és a párhuzamosítással körülbelül milyen arányú futási időbeli nyereség érhető el?
- A Fig 3.10-en és Fig 3.11-en látható eredményeket miként értékeli, van-e számszerű, vagy kvalitatív konklúzió illetve magyarázat arra, hogy az egyes variánsok milyen objektumokon működnek jobban/rosszabbul.”

Az ekvivalens (minden lehetséges képre egyforma eredményt produkáló) szekvenciális és párhuzamos algoritmus-párok jelentősége az alábbiakban összegezhető:

- Amennyiben a közös törlési szabály csak egyszerű pontokat töröl, úgy garantált a párhuzamos algoritmus topológia-megőrző mivolta. Amennyiben egy tetszőleges dimenziójú és topológiájú képre megoldott az egyszerű pontok jellemzése, úgy az ekvivalens vékonyító algoritmusok topológiai korrektsége könnyen bizonyítható: csak azt kell ellenőrizni, hogy a törlési szabály csakis egyszerű pontokat törölhet.
- Szekvenciális számítóművön egy párhuzamos algoritmus gyorsabbá válik, ha tudjuk róla azt, hogy ekvivalens. Ekkor a megvalósításakor nem kell a határpontok listája mellett még egy második listát, a törölhető pontokét is kezelni. Párhuzamos architektúrán pedig egy szekvenciális, de ekvivalens eljárás esetén szükségtelen vizsgálni a hatékony párhuzamosíthatóság kérdését.

A dolgozat 3.3. pontjában említést tettem olyan létező algoritmusokról, amelyekre bizonyítottam az ekvivalens mivoltukat, továbbá idéztem általam konstruált új ekvivalenseket is. Közülük csak négy 3D középfelületre vékonyítót mutattam be. A négy algoritmus-pár „nyers” törlési szabályáról azt is bebizonyítottam, hogy tetszőleges kényszerhalmazok esetén is ekvivalens algoritmusokhoz vezet. Felhozott példaként négyféle felületvégpont formálta a négyféle védett pontalmazt. A négy ekvivalens algoritmus-párral egy átlagos asztali PC-n vagy laptopon az egymillió pontból álló objektumok középfelületi képeket másodpercen belül megkaphatók.

Mivel a kérdéses algoritmusok meghatározó jellemzői megegyeznek egy korábbi, a világelső illesztőmintákkal megadott 3D vékonyító algoritmusunkéval²⁰ (vagyis 6-aliterációsak és a 3x3x3-as lokális környezetet vizsgálja a törlési szabályuk), így becsülni tudom a hatékonyságukat GPU-n. Wagner implementálta azt a korábbi (a Scopus-ban e pillanatban 224 független idézővel bíró) 3D algoritmusunkat GPU-ra és úgy találta, hogy a futási ideje 512x512x512-es képekre ~20 mikroszekundum, a gyorsítás pedig 32-46-szoros a CPU-hoz képest²¹.

Véleményem szerint mind a négyféle felületvégpont-kritériummal létjogosult középfelületet kaphatunk. Amennyiben a 3.10. ábra kétszer átfűrt kockáján (vagy más „szögletes” objektum esetén) fontos meghagyni az éleket (a lapok találkozásait), úgy az első végpontfeltétel a

²⁰ K. Palágyi, A. Kuba: A 3D 6-subiteration thinning algorithm for extracting medial lines, Pattern Recognition Letters 19, pp. 613-627, 1998.

²¹ M.G. Wagner: Real-time thinning algorithms for 2D and 3D images using GPU processors, Journal of Real-Time Image Processing volume 17, pp. 1255-1266, 2020.

legjobb választás. A 3.11. ábra madarán pedig számomra a negyedik középvonal tűnik a leginkább letisztultnak. Leszögezhető, hogy a negyedik, a földnyelveket (*isthmus*) biztonságba helyező geometriai kényszerrel tudjuk a legtöbb pontot törölni (és egyúttal a legkevesebb pontból álló középfelszínhez jutni).

A következő három bírálói kérdés a 2.4. tézispont vékonyító algoritmusaira vonatkozik.

- „A kapcsolódó fejezet leírása számos technikai részletkérdést, különböző trükkök bemutatását is tartalmazza a hatékonyság növelésére (pl integer-kód hozzárendelése, LUT használata). Készült ezzel kapcsolatban olyan számszerű elemzés, hogy milyen mértékben csökkentették ezek a fejlesztések az algoritmus komplexitását?
- A fejezet, és a tézis is hangsúlyozza hogy az algoritmus sikerrel került alkalmazásra orvosi képfeldolgozási feladatokban. Kérdésem, hogy itt a siker pontosan miként volt mérve? Sikerült bizonyos szegmentálási feladatok eredményeit növelni például korábbi rivális módszerekkel szemben?
- A Fig. 3.12 ábrán bemutatott képpár alapján nagyon impresszív a 6SI-S-CT-EPRC algoritmus által okozott javulás. Itt az algoritmus egyes lépéseinek tanulmányozása során viszont nem volt világos, hogy $t=1$ választással miért tünteti el az eljárás a kis hibás oldalágakat, míg a végső terminálisok szintén kicsit ágai látszólag torzításmentesen a helyükön maradnak. Kérem a pályázót, ha van rá mód kicsit részletesebben szemléltesse ezt a jelenséget.”

A tézispont mindkettő (a 6SI-S-CT és a 6SI-S-CT-EPRC) 3D algoritmus a középvonal kinyerésére alkalmas és 6-aliterációs szekvenciális vékonyító stratégiát követ. Ezekre az algoritmusokra nem csupán a topológia megőrzése garantált, hanem bizonyított az a geometriai tulajdonság is, hogy maximálisak (vagyis az általuk produkált középvonalakon csak a vonalvégpontok az egyszerű pontok). Az ilyen, maximálisan vékony középvonal jelentősége az, hogy belőlük egyszerűen és közvetlenül képezhető váz-gráf.

A kérdésblokk első elemére sajnos nem tudok a saját igényszintem szerint precíz választ adni. Megkerestem azt a hajdani doktoranduszunkat, aki több mint húsz éve először valósította meg munkaállomáson (az azt megelőző időkben korábban csak egy szimulációs keretrendszerben megadott) 3D vékonyító algoritmusaimat a *Medizinische Universität Graz* radiológiai tanszékén. Pontos futási időkre már nem emlékszik, csak arra, hogy a “hagyományos” implementációs sémát követve hosszú percekig tartott a vese alatt elágazó szegmentált artéria középvonalának kinyerése egy-egy 512x512x100-as képen. Az a megvalósítás még minden redukció során átpásztázta a teljes képet (nem csupán a listába gyűjtött határpontokat látogatta meg), valamint a törlési szabályt kiértékelte minden egyes pontra (nem használt LUT-ot). Nehéz összevetni az akkori munkaállomások sebességét egy mai PC vagy laptop számítási teljesítményével, de az utóbbiakon az általam javasolt implementációs sémával ötször nagyobb (512x512x500-as) képeken is elkészül a középvonal 0.3 másodpercen belül.

Rátérek a blokk második kérdésének megválaszolására:

A siker valóban képlekeny fogalom. Az első algoritmust sikeresnek leírva nem csupán arra gondoltam, hogy bemutatthattam azt a legrangosabb orvosi képfeldolgozó konferencián²². (A vonatkozó konferenciákra a Scopus eddig 111 független hivatkozást lelt fel.), Azon a $6SI-S-CT$ algoritmuson alapul az összes olyan alkalmazás, amelyekkel addig Erich Sorantinál, a *Medizinische Universität Graz* professzorával együtt dolgoztunk. Azok (a dolgozatomban nem tárgyalt) problémák: veseerek alatti (infrarenális) aorta szakasz tágulatának (aneurizma) mérése, tracheális sztenózis (légcsőszűkület) detektálása és megítélése, virtuális vastagbél-tükrözés, vastagbél virtuális boncolása, valamint polip-detektálás a vastagbélben. Sikerként könyvelem el azt, hogy a légcsőszűkületet elemző rendszerünk bekerült a *LKH-Universitätsklinikum Graz* gyermekradiológiájának napi rutinjába. Remélem, hogy a munkánk segített elkerülni indokolatlan gégemetszéseket, vagy megerősítette az orvosokat abban, hogy nem tűr halasztást a drasztikus életmentő beavatkozás. Természetesen siker a számos publikáció is: 4 nemzetközi konferenciákkal, 5 könyvfejezet és 3 folyóiratcikk (közülük a terület legrangosabb fórumán, az *IEEE Transactions on Medical Imaging* lapban megjelent). Ezek a közlemények tartalmazzák a szakterület elvárásai szerint meggyőző validációkat is.

A fentiekben felsorolt alkalmazásokban csak a saját párhuzamos algoritmusokat próbáltuk ki, "idegen" módszerekkel nem kísérleteztünk. A szekvenciális $6SI-S-CT$ mellett azért köteleztük el magunkat, mivel az általam ismert (akkor már létező topológia-megőrző) középvonalat előállító vázkijelölő eljárások közül csak arra volt bizonyított az, hogy minden lehetséges képre maximálisan vékonyított eredményt ad.

A tézispont első algoritmusába vetett hitem igazán akkor erősödött meg, amikor megkeresett Milan Sonka, a *University of Iowa* professzora. Ők korábban már számos eljárást kipróbáltak 3D tüdőbeli légútfák középvonalaának kinyerésére, de azok vagy szakadozott középvonalat adtak, vagy nem tudták „hitelesen” pozícionálni az elágazási pontokat. Sonka professzor először néhány tesztképet küldött, majd a $6SI-S-CT$ eredményei láttán vendégkutatói invitálást.

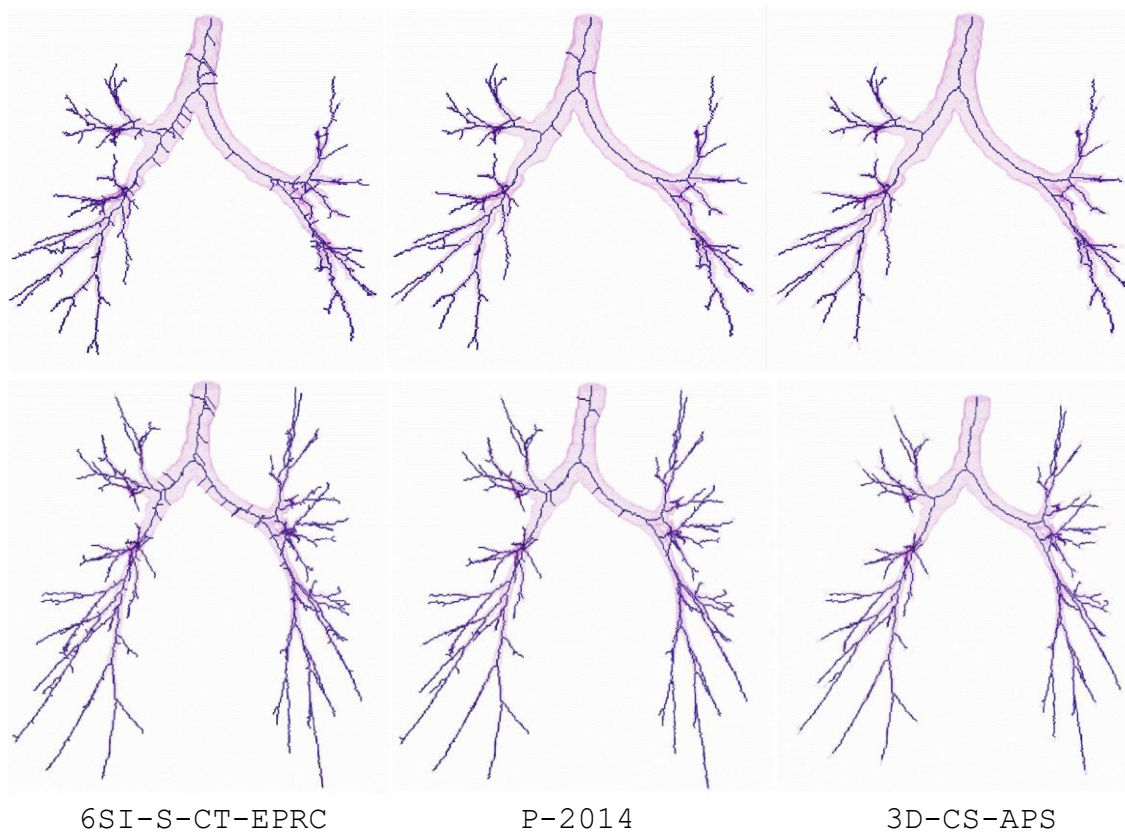
A blokk harmadik (és egyben utolsó) kérdése arra vonatkozik, hogy a 2.4. tézispont második algoritmus ($6SI-S-CT-EPRC$) hogyan tudott javítani az első eljárás ($6SI-S-CT$)-on. Mindkettő algoritmusnál a vonalvégpontok megőrzése a geometriai kényszerfeltétel, vagyis nem törlik azokat az egyszerű fekete pontokat, amelyeknek pontosan egy fekete 26-szomszédjuk van (vagyis a kérdéses fekete voxel csakis egy másikkal osztozik lapon, élen, vagy csúcson). A végpontmegőrző vékonyítás sajátossága az, hogy nem csupán a kiindulási objektumon található és zajnak minősülő végpontokból növeszt ágakat (vagy felszínszegmenseket) a középvonala (vagy a középfelszínre), hanem az iteratív objektum-redukció során a közbülső objektumokon keletkező végpontok is megmaradnak és összekötődnek (a topológia-megőrzésből következően) a vázszerű jellemző többi részével. A $6SI-S-CT-EPRC$ algoritmus trükkje az, hogy tárolja a határpontlistában az iterációs lépés kezdetekor a határpontok $3 \times 3 \times 3$ -as konfigurációjából képzett egész kódot is, és amennyiben olyan végpontot talál, ami mellől a korábbi al-iterációkban egy (paraméterként előre) megadott t számnál több fekete 6-szomszéd törlődött, úgy a kérdéses végpontot is törölhetőnek minősíti. A menetközben keletkező végpontok újraellenőrzésének technikája $t=6$ választásakor hatástalan, akkor a $6SI-S-CT-EPRC$ algoritmussal ugyanazt kapjuk, mint a $6SI-S-CT$ -vel. Számos szegmentált légútfára teszteltük a második algoritmust, szisztematikusan

²² K. Palágyi, et al.: A sequential 3D thinning algorithm and its medical applications, in Proc. 17th Int. Conf. Information Processing in Medical Imaging, IPMI 2001, Davis, CA, USA, LNCS 2082, Springer, pp. 409-415, 2001.

végigpróbáltuk a lehetséges paraméterértékeket és abban az alkalmazásban a $t=1$ választás mellett döntöttünk.

A dolgozat 3.12. ábrája azt illusztrálja, hogy a végpontok újraellenőrzése hatékonyan segít abban, hogy a vastagabb részeken az iteratív objektum-redukció során ne keletkezzen annyi megőrzendő végpont, mint az első algoritmusnál. A vékony ágak pedig azért maradnak meg, mivel azok végpontja vagy végpont már a kiindulási képen is, vagy ott olyan végpontok keletkeztek, amelyek nem minősültek törölhetőnek (a $t=1$ paraméterbeállítás mellett, csak nagyobb küszöbértékre tűnnének el).

Megjegyzem, hogy azóta két ízben is próbálkoztam a 6SI-S-CT-EPRC algoritmus meghaladásával. Először a P-2014 algoritmusnál lecseréltem a végpontmegőrzés geometriai kényszerét a földnyelvpontok (*isthmus*) összegyűjtésére²³. A 3D-CS-APS algoritmus²⁴ pedig horgonymegőrző zsugorítást (*anchor-preserving shrinking*) alkalmaz. A 3. ábrával szemléltetem azt, hogy létjogosult a törekvés a jónál is jobbra, az algoritmus-választék bővítésére.



3. ábra. Egy 512x512x509-es (fent) és egy 512x512x490 méretű (lent), mesterséges kontúrzajjal terhelt szegmentált légútfa a rájuk vetített középvonalakkal.

²³ K. Palágyi: A sequential 3D curve-thinning algorithm based on isthmuses, in Proc. 10th International Symposium on Visual Computing, ISVC'14, LNCS 8888, Springer, pp. 406-415, 2014.

²⁴ K. Palágyi, G. Németh: Centerline extraction from 3D airway trees using anchored shrinking, in Proc. 14th Int. Symposium on Visual Computing, ISVC 2019, LNCS 11845, Springer, pp. 419-430, 2019.

A 6SI-S-CT-EPRC algoritmus nem törölheti a kiindulási objektum vonal-végpontjait (még akkor sem, ha azok kontúrzajok), a „markánsabb” kitüremkedések pedig nemkívánatos ágakat teremnek a P-2014 középvonalán. A 3D-CS-APS algoritmus törölhetetlen horgonypontnak tekinti a fa előzetesen detektált gyökérpontját, geometriai kényszerek nélkül zsugorít k iterációs lépésben (itt $k=1$ a választás), detektálja az így kapott képen a vonalvégpontokat és azokat is felveszi a horgonypontok közé. Ezek után folytatódik a geometriai kényszerfeltételek nélküli vékonyítás. Ha nem lennének horgonypontok, akkor az eredmény a topológiai mag (egyetlen izolált pont) lenne, de a horgonyok megőrzésével egy letisztult középvonalhoz jutottunk. A három algoritmus futási ideje összemérhető: légútfákra ~0.3 másodpercet igényelnek egy szokványos PC-n.

Sajnos a dolgozatomba és a tézisek közé a P-2014 és a 3D-CS-APS algoritmusokat sem tudtam beilleszteni, noha azokat éppúgy értékesnek tartom, mint az ugyancsak mellőzött, az iteratív redukciók fixpontjaira és a k -próbálkozó vékonyításra vonatkozó (előzmények nélküli) elméleti és egyben gyakorlati haszonnal bíró kutatásaim eredményeit.

A 2. téziscsoporthoz a bíráló még az alábbi általános kérdéseket tartalmazza:

- „A dolgozatban bár sokféle alternatív módszerről esik szó, ezek mind egy módszer család, a bináris morfológiai megközelítés zászlója alá tartoznak. Vannak-e arra vonatkozó tapasztalatai, illetve eredményei a pályázónak, hogy a vázkijelölés, mint feladat morfológiai alapú megoldása más lehetséges módszertani megközelítésekhez (pl inverz energiaminimalizációs módszerek, gépi tanulás módszerek) képest mennyire versenyképes?
- Ha a vázkijelölés elmúlt pár évben megjelent szakirodalmát vizsgáljuk, mennyire teljesül, hogy a mélytanulási módszerek, mint olyan sok más területen, itt is átvették a hatalmat? Másik oldalról megközelítve, a dolgozatban szereplő tudást/know-how-t a szerző szerint mennyire lehetne felhasználni az eddigieknél hatékonyabb deep learning alapú eljárások elkészítéséhez (például új architektúrák, illetve veszteség-függvények szerkesztéséhez)?”

Az első kérdés kapcsán megjegyzem, hogy a párhuzamos vékonyító algoritmusok valóban leírhatók (meglehetősen körülményes módon) a matematikai morfológia eszköztárával. Ekkor egy konkrét algoritmus valamennyi törlési szabályához mint Boole függvényekhez meg kell konstruálnunk a minimális diszjunktív normálformulákat, az azokban szereplő összes *minterm*hez pedig egy-egy *hit-or-miss* transzformáció összetett szerkesztőelemét (*structuring element*). A számos hit-or-miss transzformáció és az elemi halmazműveletek segítségével öles formulákat gyárthatunk egy iterációs lépés megadására. Mivel a hit-or-miss transzformáció két erózióból (vagy az alternatív formula szerint egy erózióból és egy dilatacióból) építkezik²⁵, továbbá az erózió és a dilatació lokális párhuzamos művelet, így a (nem ekvivalens) szekvenciális algoritmusaim leírása szétfeszíti a matematikai morfológia, a morfológiai megközelítés kereteit.

A dolgozat 1.3.2. pontjában áttekintettem a vázkijelölő technikákat. A három általános megközelítés (távolságtranszformáción alapuló, a mintavételezett határpontok Voronoi

²⁵ R.C. Gonzalez, R.E. Woods: Digital Image Processing (3rd Edition), Prentice Hall, 2008.

diagramjából származtatott és a vékonyítás) mellett kitértem a Bíráló által említett energia-minimalizációs technikákra is. Ez utóbbiakkal szemben a vékonyítás előnyeit abban látom, hogy a vékonyítás alkalmas az összes vázszerű jellemző kinyerésére, garantálható a topológia-megőrzés minden lehetséges képre, nem-numerikus módszerként nem igényel lebegőpontos aritmetikát, nem kell folytonos modelleket diszkrét terekhez igazítani, nem merülnek fel a numerikus matematika stabilitási problémái, továbbá GPU-n is a vékonyítást tartom a leggyorsabb vázkijelölő módszernek. A vékonyítás előnyös tulajdonságainak ecsetelése mellett – természetesen – elismerem a többi megközelítést is. Nagyra becsülöm a más utakon járó kutatókat és inspirálónak tartom a munkásságukat is.

A szakirodalomban a gépi tanulást a vázkijelöléssel összekötő művek zömében nem a vázkijelölés történik meg a gépi tanulás módszereivel, hanem a vázkijelölés eredménye (ami a kiindulási objektum általános alakját reprezentálja kevesebb adattal) segíti a gépi tanulást. Ilyen megközelítést alkalmaznak pl. az emberi mozgás jellemzésére, követésére, ahol a mozgó alakot a középvonala (a "pálcikaemberke") helyettesíti²⁶.

A Bíráló második kérdése a mélytanulásra vonatkozik. Az – természetesen – megjelent már a vázkijelölés területén is²⁷, amit nem vonakodok üdvözölni.

Hiszem, hogy lesz majd élet a mélytanulás után, sőt még a mélytanulás mellett is. Sajnos a terület modelljeit még nem ismerem olyan mélységben, hogy az eredményeimmel hozzá tudnék járulni a meglévőknél hatékonyabb modellek megtervezéséhez.

A mélytanulás előretörését nem csupán abban látom, hogy kidolgozták a fejlett és hatékony modelljeit és rendelkezésre áll az azokat kiszolgáló számítási teljesítmény, hanem abban is, hogy bősége van a tanulást és a tesztelést szolgáló adatoknak. Annak reményét, hogy a vázkijelölés célzott módszerei létjogosultak a mélytanulás kétségkívül erős eszközei mellett is, számomra az adja, hogy bármekkora elemszámú és bármennyire körültekintően összeállított tesztkép-adatbázis is szolgáljon ki egy mélytanuló modellt, az szükségképpen véges és nem tartalmazhat példákat az összes előfordulható (az emberi előrelátást és fantáziát meghaladó) extremitásra. Így a mélytanulás – tudásom és hiedelmeim szerint – nem lesz képes garantálni topológiailag korrekt vázszerű jellemzőt minden lehetséges (már létező és a jövőben keletkező) képre. Egy „hagyományos” vázkijelölő módszer beillesztése mellett döntenék olyan rendszerek esetén, ahol a megbízhatóság élet-halál kérdése.

A Bíráló a 3. tézishez az alábbi kérdéseket és kritikai észrevételeket tette:

- „A dolgozat illetve a téziszfüzet alapján nehéz összepárosítani a bemutatott algoritmusokat és az adott algoritmus validációját is tartalmazó publikációkat (a téziszfüzetben nem szerepel ennek pontos részletezése, az értekezésben pedig a sorszámozás formátuma nem különbözteti meg a saját és szakirodalmi hivatkozásokat, a pdf fájlban

²⁶ Erről az alkalmazásról szól egy GCN-alapú (*Graph Convolution Network*) megközelítést használó friss közlemény:

W. Xu, M. Wu, Z. Jie, M. Zhao: Multi-scale skeleton adaptive weighted GCN for skeleton-based human action recognition in IoT, *Applied Soft Computing* 104, 2021, Doi: 10.1016/j.asoc.2021.107236

²⁷ T-Q. Wang, C-L. Liu: Fully convolutional network based skeletonization for handwritten Chinese characters, in *Proc 32th Conf. Artificial Intelligence, AAAI-18*, pp. 2540-2547, 2018.

sincsnek hiperlinkek a hivatkozások sorszámai és a referencialista egyes elemei között)

- Saját utánajárásom során azt találtam, hogy [Palágyi EtAl 06] jelű publikáció például lefedi az itt szereplő eredmények egy számottevő részét, itt valóban szerepelnek számszerű értékek is, azonban a más módszerrel történő összehasonlítás kizárólag szöveges diszkusszió alapú. Kérdésem, hogy itt nem lehetett volna-e számszerű, vagy ábrák alapján bemutatható kvalitatív összehasonlítást végezni a terület (publikáció idején) aktuális referenciamódszereivel?"

Nem vitatom az első kritikai észrevétel jogosságát. Elismerem, hogy már a pályázati rendszerbe feltöltött doktori műbe és a tézisfüzetbe (a két nyers PDF-be) sem helyeztem el hiperlinkeket, mivel nem találtam azokat a példaként átnézett, a <https://mta.hu/doktori-tanacs/> oldalon elérhető (minden lapot pályázati azonosítóval megjelölt) dolgozatokban sem. A saját közlemények kiemelésére és rendszerezésére az alábbi módszereket alkalmaztam:

- A dolgozat irodalomjegyzékében a nevem kékre színezésével kívántam segíteni a bírálókat és az olvasókat abban, hogy beazonosíthassák a közleményeimet és azok szerzőlistáiban a pozícióm, továbbá az 5. (Summary of New Scientific Results) fejezetben minden egyes tézispontnál megadtam a vonatkozó publikációim sorszámaát.
- A tézisfüzet forrásjegyzékében is gondosan felsoroltam az adott tézisponthoz tartozó közleményeimet. A nem-sorszámozott műveket gondosan csoportosítottam: a téziseket alátámasztó saját közleményekre (könyvfejezetek, folyóiratcikkek, konferenci cikkek bontásban) és a további publikációkra. (A második csoportban is található számos saját közlemény.)

A második bírálói észrevétel is helytálló. A jelzett (a CT-vizsgálatokból szegmentált tüdőbeli kégútjáratok kvantitatív analíziséről szóló) [Palágyi EtAl 06]²⁸ valóban bemutatja az oroszánrészt azoknak az eredményeknek, amelyekben a *University of Iowa* vendégkutatójaként (a National Institutes of Health HL-064368 pályázat támogatásával) meghatározó szerepet játszottam – és amelyeket beemeltem a 3. tézisbe. Abban a cikkben (és a többi Iowa-iban, amelyeknek társszerzője vagyok) nem vetettük össze (kvantitatív és kvalitatív módon) a saját módszerünk egészét vagy annak egyes komponenseit mások megközelítésével, mégpedig az alábbi okok miatt:

- A tüdőbeli légutak kvantitatív elemzése területen folytatott kutatásaink és fejlesztéseink idején nem állt rendelkezésre nyilvános képadatbázis szegmentálás előtti (vagy szegmentált) légút-fantomokból és in vivo vizsgálatokból. A saját módszerünk validálása fokozatosan történt meg az egyre bővülő képgyűjteményre.
- Nem voltak elérhetők az összetett műveletsor egy-egy komponensére vagy szeletére a versenytársak által javasolt módszerek kódjai, megvalósításai, továbbá a pontos reprodukálást lehetetlenné tette az, hogy a közleményeik nem tartalmazzák az összes szükséges részletet.
- Noha létjogosult lett volna a 6SI-S-CT-EPRC algoritmusom kvantitatív összehasonlítása más 3D középvezonalat eredményező módszerekkel, de engem pontosan azért keresett meg Sonka professzor, mivel korábban már számos algoritmust kipróbáltak és azok egyike sem

²⁸ K. Palágyi, J. Tschirren, E.A. Hoffman, M. Sonka: Quantitative analysis of pulmonary airway tree structures, Computers in Biology and Medicine 36, pp. 974-996, 2006.

produkált „legalább szemre elfogadható” középvonalat és legfőképpen „megbízhatóan” pozicionált elágazási pontokat. Azokkal az algoritmusokkal okafogyott lett volna összevetni még az első (a dolgozat 3.4.1. pontjában bemutatott) $6SI-S-CT$ algoritmusomat is. Az elvetett módszerek egy része kétségkívül alkalmazható elágazás nélküli objektumokra (pl. a vastagbél középvonala kinyerésére), de a változó vastagságú hengeres részekből felépülő elágazó szerkezetekre (mint amilyen a légútfa) nem váltak be.

A fenti okok miatt a [Palágyi EtAl 06] folyóiratcikk csupán szöveges diszkussziót tartalmaz.

A bíráló utolsó, választ igénylő bekezdése:

“Az első két téziscsoportban bemutatott, elsősorban elméleti jellegű eredményekhez kapcsolódó altéziseket elfogadom. A harmadik téziscsoport kapcsán az állítások pontosításával, és azok igazoltságával kapcsolatban szeretnék a szerzőtől írásos visszajelzést kérni.”

Az alábbiakban részletesen bemutatom a 3. tézist alátámasztó validáció adatait és módszereit. A vonatkozó közleményeket elérhetővé tettem a következő címen:

<http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa>

A projekt²⁹ vezetői (Sonka és Hoffman professzorok) szabadalmaztatható és termékhez vezető³⁰ eljárások kidolgozását tűzték ki célul, így nem csupán azon fáradoztunk, hogy az orvosi képfeldolgozás rangos fórumain publikációhoz jussunk. Ez az alapállás maga után vonta a gondos validációt.

A 3. téziscsoport az alábbi két pontot tartalmazza:

- **3.1. tézis: Tüdőjáratok középvonalának megbízható meghatározása**
A probléma megoldására az általam kidolgozott módszer lépései/komponensei: a szegmentáció korrekciója, a fa gyökerének detektálása, a középvonal kivonása, váztsíztítás, a középvonal simítása.
- **3.2. tézis: A légútfa szimbolikus leírása és ágainak kvantitatív jellemzése**
A javasolt módszerem komponensei: elágazás-pontok detektálása; formális fa generálása; a szegmentált légútjáratok ágakra bontása; kvantitatív indexek (térfogat, felszín, hossz és átlagos átmérő) számítása az egyes ágakra; a középvonalra merőleges 2D képszeletek meghatározása.

A 3. tézis legutolsó elemét (a középvonalra merőleges 2D képszeletek meghatározását) nem publikáltam, mivel a középvonal pontjaira az ág irányának meghatározása és a kiindulási CT-vizsgálat 3D képtömbjéből a kérdéses ponton átmenő, adott térszögű ferde 2D sík kiemelését nem tekintettem jelentős új tudományos eredménynek, csupán egy olyan érdekes programozói feladatnak, amire a megfelelő 3D geometriai transzformáció mátrixának megkonstruálásával

²⁹ NIH Grant HL-064368: <https://reporter.nih.gov/search/nQyf-NSal0uGa91Uaxyyeg/projects>
A project weboldalának “Patents” rovatában megtalálható az a két szabadalom, amelyekhez az én munkám is hozzájárult.

³⁰ A projekt vezetői által alapított, az eredményeinket termékké formáló cég a VIDA Diagnostics, Inc., Coralville, IA, USA (<https://vidalung.ai/>), amelynek fejlődéséről az alábbi link ad képet: <https://research.uiowa.edu/impact/news/ui-spinout-company-vida-diagnostics-raises-51-million-series-b-funding>

és annak végrehajtásával sikerült igényes megoldást adnom. A kódot az Iowa-i kutatócsoportaim a légúti szegmentálásra javasolt módszer validálásához használták fel³¹.

A tézis fennmaradó elemeinek igazolása három szinten történt meg:

1. az elágazási pontok megbízhatóságának vizsgálata;
2. a végpontok újraellenőrzését bevezető 6SI-S-CT-EPRC vékonyító algoritmusom összehasonlítása a (Graz-i alkalmazásokban bizonyított) 6SI-S-CT algoritmusommal;
3. a négy kvantitatív index reprodukálhatóságának kiértékelése.

A validáció kép-adatbázisa (légúti halmaz) folyamatosan bővült CT-vizsgálatokkal, generált és transzformált szerkezetekkel:

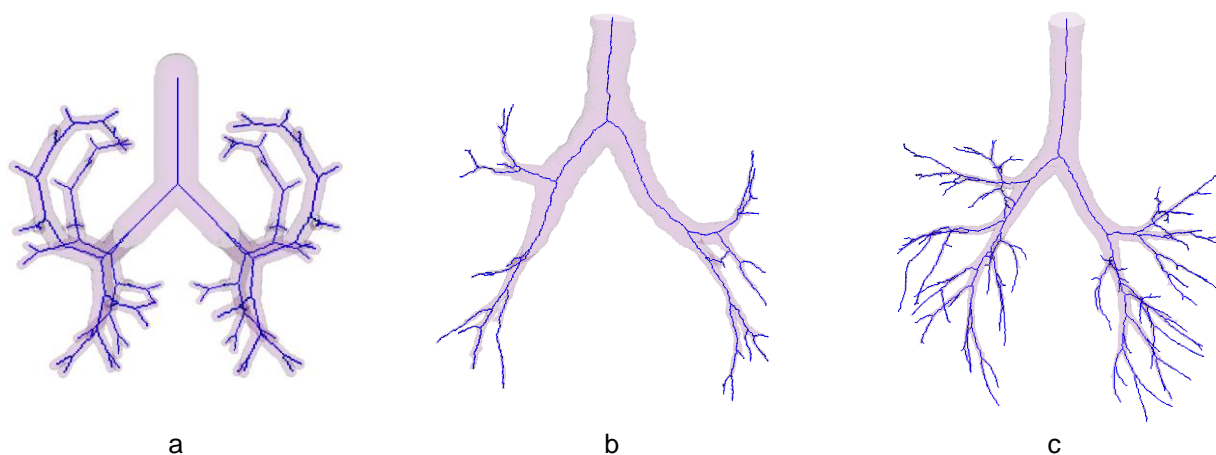
- Az első fantom Kitaoka szerkezeti modellje³², amit 150 x 150 x 150 -es és 300 x 300 x 300 -as méretben állítottunk elő (ld. 4(a) ábra). Feltételeztük, hogy a voxelek egységkockák. A kisebb és a nagyobb generált fantom egyaránt 125 ágat, 62 elágazást és 64 végpontot tartalmaz, továbbá ismert az elágazási pontok és a végpontok pontos pozíciója. A fantomokat tartalmazó bináris képeket 5-fokos léptékkal a $[-15^0, +15^0]$ szögtartományban egy általam írt segédprogrammal elforgattuk mindhárom tengely körül, így mindkét fantomból $7^3=343$ darab képet kaptunk. (A programom a legközelebbi szomszéd interpolációt alkalmazta, mivel bináris képekből bináris képeket állítottunk elő.) A nagyobbik fantomot (neutrális pozícióban) és a középvonalát a 4(a) ábra mutatja be.
- A második fantom üreges, merev műanyagból készült 3D nyomtatóval (*rapid prototyping machine*) egy in vivo szkennelt emberi légúti grafikai modellje alapján (ld. 4(b) ábra).. A műanyag fantomot kilenc helyzetben helyeztük be a CT-be (4-slice spiral CT, Mx8000, Philips Medical Systems), ahol az irányokat egymástól (megközelítőleg) 15-fokos eltérésekkel szeparáltuk az x-z és az y-z síkokon. A 3D képtömbök mérete 512 x 512 x 300-400, a voxel-méret 0,439 x 0,439 x 0,5 mm³.
- A harmadik fantom (ld. 4(c) ábra) is egy normál emberi légúti, gumiból készült üreges szerkezet. A fizikai fantomot egy műanyag hengerbe helyeztük, a tüdőszövettel hasonló sugárelnyelési tulajdonságot mutató burgonyapehely (*potato flakes*) közé. A hengert kilenc helyzetben helyeztük be a CT-be (4-slice spiral CT, Mx8000, Philips Medical Systems), ahol az irányokat egymástól (megközelítőleg) 15-fokos eltérésekkel szeparáltuk az x-z és az y-z síkokon (vagyis ugyanúgy jártunk el, mint a kemény műanyag fantom képeinek megalkotásakor).
- A középvonal korrektségének vizsgálatára és a végpontok újraellenőrzésének hatékonyságára 34 in vivo CT-vizsgálatból szegmentáltuk ki a légúti fákat. A vizsgálatok ugyancsak multidetektoros spirál CT-vel készültek (az 512 x 512 x 450-650 méretű képek felbontása ~0,5 mm volt mindhárom tengely mentén). Egyet közülük a rávetített középvonalával együtt az 5(a) ábrán mutatok be.
- A négy kvantitatív index megbízhatóságának, reprodukálhatóságának mérésére hat darab in vivo CT vizsgálatból indultunk ki, amelyek szintén egy multidetektoros spirál CT-vel (4-slice spiral CT, Mx8000, Philips Medical Systems) készültek.

³¹ J. Tschirren, E.A. Hoffman, G. McLennan, M. Sonka: Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans, IEEE Transactions on Medical Imaging 24, pp. 1529-1539, 2005.

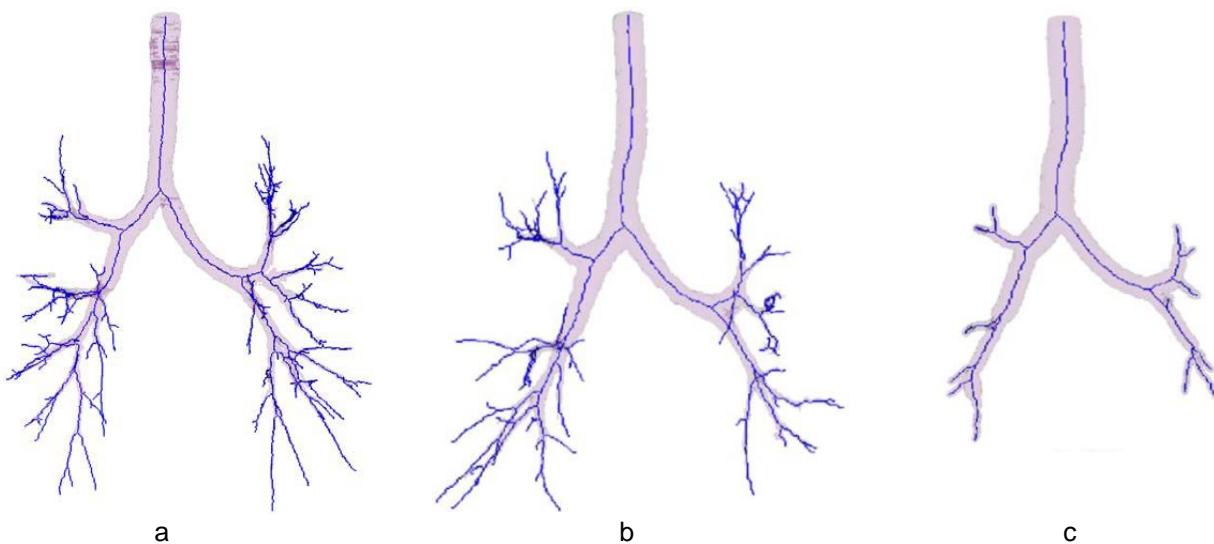
³² H. Kitaoka, R. Takaki, B. Suki: A three-dimensional model of the human airway tree. Journal of Applied Physiology 87, pp. 2207-2217, 1999.

A képtömbök mérete 512 x 512 x 450-550, a voxelek kiterjedése 0,683 x 0,683 x 0,6 mm³. Mind a hat kép a belégzést követő „teleszívott” állapotban lévő tüdőről (*total lung capacity, TLC*) készült.

A reprodukálhatóság kiértékeléséhez mind a hat szegmentált TLC légútfából egy-egy „referencia” képet készítettem. Azok már nem tartalmazzák a gyökértől távoli (hatnál magasabb generációs számú), „mélyen fekvő” és vékony ágakat, valamint a voxeleiket egységkockákká (izometrikus felbontásúra) interpoláltam. A hat TLC fa közül egy és a belőle képzett referencia légútfa a középvonalaikkal az 5(b)-(c) ábrán látható. Mindegyik referencia képet a segédprogramommal elforgattam -15, 0 és +15 fokkal mindhárom tengely mentén, így minden egyes referencia képre további nyolcat hoztam létre. Az összesen 6*9=54 bináris képet ugyanazzal a paraméter-beállítással dolgoztam fel és számítottam ki minden egyes ágra a térfogatot, a felszínt, a hosszat és az átmérőt.



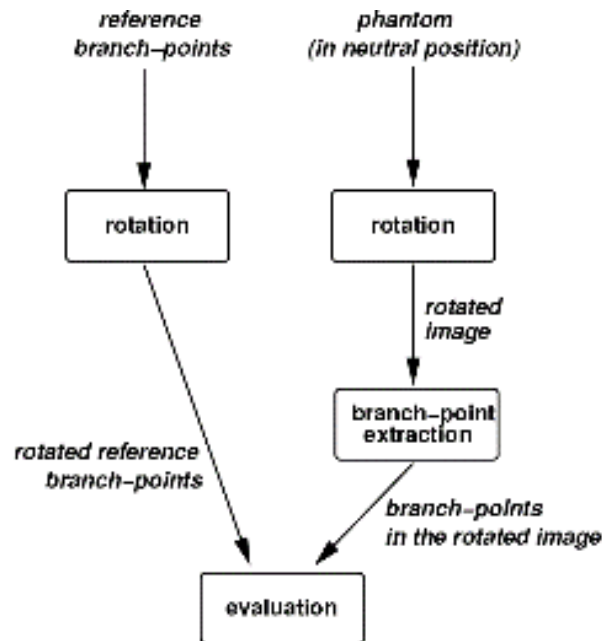
4. ábra. A validációban szereplő három fantom (neutrális pozícióban): Kitaoka-fantom (a), merev műanyag fantom (b), gumi fantom (c).



5. ábra. Példák a validációban szereplő in vivo adatokra: szegmentált légútfa (a), TLC fa (b) és a belőle készült referencia fa (c).

A képadatok bemutatása után rátérek a három-szintű validáció ismertetésére:

Az elágazási pontok megbízhatóságának vizsgálatát a 2*342 elforgatott Kitaoka-fantomra végeztem el a 6. ábrán felvázolt módon.



6. ábra. A Kitaoka-fantom ismert pozíciójú elágazási pontjainak és egy elforgatott szerkezeten detektáltak összevetése. A kiértékelés a pontpárok euklidészi távolságán alapul.

Két konferencia-közleményben – amelyek a [SPIE 2003]³³ (San Diego, CA, USA) és az [IPMI 2003]³⁴ (Ambleside, UK) köteteiben jelentek meg – szerepel, hogy a 6SI-S-CT-EPRC algoritmusom a két fantom 342-342 elforgatott példányán az elágazási pontoka voxel-alatti (*subvoxel*) $0,79 \pm 0,41$, valamint $0,93 \pm 0,41$ pontossággal detektálta. Megjegyzem, hogy a fantomok elforgatásából eredő hibák nem eredményezték ágak és elágazási pontok elvesztését, minden esetben 62 detektált elágazásra tudtunk eltérést számítani.

A 34 *in vivo* vizsgálatból szegmentált légútfára egy 3D megjelenítő segítségével (szemrevételezéssel) vizsgáltuk meg a 6SI-S-CT-EPRC algoritmus eredményeit és megállapítottuk, hogy az jól pozícionált középvonalakat és elágazásokat produkál, a kiindulási fa minden egyes ága reprezentált a középvonalon, vagyis nem lép fel a túlzugsugorítás (*overshrinking*) jelensége. (Az elágazási pontok számát egy általam írt segédprogram

³³ K. Palágyi, J. Tschirren, M. Sonka: Quantitative analysis of three-dimensional tubular tree structures, Medical Imaging, Proceedings of SPIE Vol. 5032, pp. 277-287, 2003.

http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa/SPIE_2003.pdf

³⁴ K. Palágyi, J. Tschirren, M. Sonka: Quantitative analysis of intrathoracic airway trees: methods and validation, in Proc. 18th Int. Conf. Information Processing in Medical Imaging, IPMI 2003, LNCS 2732, Springer, pp. 222-233, 2003.

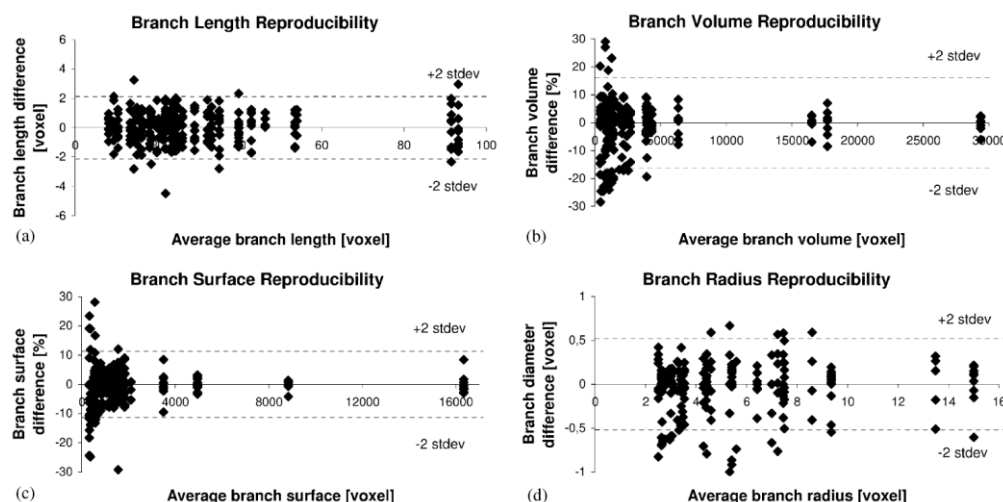
http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa/IPMI_2003.pdf

szolgáltatta.) A tézisfüzet [Palágyi EtAl 06] jelű publikációjában³⁵ közzétük azt, hogy a végpontok újraellenőrzésével ($t=1$ választása mellett) a 6SI-S-CT-EPRC szignifikánsan kevesebb ($p < 0,001$)³⁶ nemkívánatos ágat eredményez, mint a korábbi a (Graz-i alkalmazásokban alkalmazott) 6SI-S-CT algoritmusom.

A négy kvantitatív index reprodukálhatóságának jellemzésére (vagyis a teljes művelet sor validálására) Sonka professzor a Bland-Altman statisztikát³⁷ javasolta. A Bland-Altman ábra egy olyan szórásdiagram, ahol a vízszintes tengelyen a mérések átlaga, a függőlegesen pedig a különbsége látható, így az ábra szemlélteti a mérések átlagos (tendenciós) eltérését és a különbségek szórását.

A négy kvantitatív indexre (vagyis az ágak térfogatára, felszínére, hosszára és átmérőjére) vonatkozó Bland-Altman statisztikát elvégeztük a 2*343 Kitaoka-fantomra, a 9-9 kemény műanyag és gumi fantomra, valamint a 6*9 in vivo TLC fára:

- A kisebbik (a 150 x 150 x 150 -es) Kitaoka fantomra a reprodukálhatóság négy Bland-Altman ábrája a SPIE 2003, a nagyobbik (a 300 x 300 x 300 -as) generált fantomra pedig az IPMI 2003 konferenciák kötetében megjelent cikkünkben található.
- A merev fantom kilenc példányára a vizsgálat eredményét a SPIE 2003 cikk tartalmazza.
- A kilenc-példányos gumi fantomra a kiértékelése az IPMI 2003 kiadványában megjelent műben található.
- A 6*9 TLC fára a kvantitatív indexek négy Bland-Altman ábráját (amelyeken a felső 5 mélységben lévő ágakat vizsgáltuk) a CBM 2006 ([Palágyi EtAl 06]) folyóiratcikkéből átmásoltam a 7. ábrára.



7. ábra. Reprodukálhatóság az 54 in vivo TLC fából származó referencia fára: (a) ág-hossz, (b) ág-térfogat, (c) ág-felszín, (d) ág-átmérő fele (izometrikus voxelekben mérve).

³⁵ K. Palágyi, J. Tschirren, E.A. Hoffman, M. Sonka: Quantitative analysis of pulmonary airway tree structures, Computers in Biology and Medicine 36, pp. 974-996, 2006.

http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa/CBM_2006.pdf

³⁶ Megjegyzem, hogy a kapott p -érték alatta marad az elfogadottnak számító 0,05-nek, sőt még a 2017-ben, a számos szaktekintély által javasolt 0,005-re csökkentett szignifikancia-szintnek is. A vonatkozó cikkünk megjelenésekor még nem vetették fel a statisztikai szignifikancia kiűzetését a tudományos művekből.

³⁷ J.M. Bland, D.G. Altman: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, The Lancet 327(8476), pp. 307-310, 1986.

A fenti kiértékelések alapján jutottunk a [Palágyi EtAl 06] publikációban a következő konklúzióra: *A tüdőbeli légútfákra (mint „csőszerű” részekből álló elágazó fa-szerkezetekre) a 3D középvonal meghatározására, az elágazási pontok detektálására, valamint az ágak kvantitatív jellemzésére javasolt teljesen automatikus módszer robusztus, hatékony és jól reprodukálható.*

A 3. tételben felsorolt eredményeimet a fentiekén túl még alátámasztja két további rangos folyóiratcikk is:

- Az [Academic Radiology 2003]³⁸ az orvosok szemszögéből összegzi a NAH HL-064368 pályázat támogatásával elért eredményeket, köztük az én hozzájárulásaimat is.
- A [TMI 2005]³⁹ azt igazolja, hogy a tüdőbeli légútfák megbízható illesztése (két légútfa ágainak párosítása) és az ágaik anatómiai címkézése lehetséges az általam javasolt és megvalósított középvonal-meghatározó módszerrel.

Végezetül újra megköszönöm a Bírálónak a fáradozását, mindegyik kérdését és észrevételét.

Szeged, 2021.06.15.

Palágyi Kálmán

³⁸ E.A. Hoffman, J.M. Reinhardt, M. Sonka, B.A. Simon, J. Guo, O. Saba, D. Chon, S. Samrah, H. Shikata, J. Tschirren, K. Palágyi, K.C. Beck, G. McLennan: Characterization of the interstitial lung diseases via density-based and texture-based analysis of computed tomography images of lung structure and function, Academic Radiology 10, pp. 1104-1118, 2003. (SJR: Q1)

http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa/AR_2003.pdf

³⁹ J. Tschirren, G. McLennan, K. Palágyi, E.A. Hoffman, M. Sonka: Matching and anatomical labeling of human airway tree, IEEE Transactions on Medical Imaging 24, pp. 1540-1547, 2005. (SJR: D1)

http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/Iowa/TMI_2005.pdf